

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international(43) Date de la publication internationale  
31 décembre 2003 (31.12.2003)

PCT

(10) Numéro de publication internationale  
WO 2004/000122 A1(51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : A61B 6/12Ronzière, F-38410 Saint Martin d'Uriage (FR). CHAM-  
PLEBOUX, Guillaume [FR/FR]; 35, Rue du Belvédère,  
F-38500 Voiron (FR). DESBAT, Laurent [FR/FR]; 2,  
Grande Rue, F-38000 GRENOBLE (FR).

(21) Numéro de la demande internationale :

PCT/FR2003/001917

(22) Date de dépôt international : 20 juin 2003 (20.06.2003)

(74) Mandataire : DE BEAUMONT, Michel; Cabinet Michel  
DE BEAUMONT, 1, rue Champollion, F-38000 Grenoble  
(FR).

(25) Langue de dépôt : français

(81) États désignés (national) : AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ,  
BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ,  
DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,  
HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,  
LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,  
MZ, NO, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG,  
SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,  
VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(26) Langue de publication : français

(84) États désignés (régional) : brevet ARIPO (GH, GM, KE,  
LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), brevet(30) Données relatives à la priorité :  
02/07726 20 juin 2002 (20.06.2002) FR

[Suite sur la page suivante]

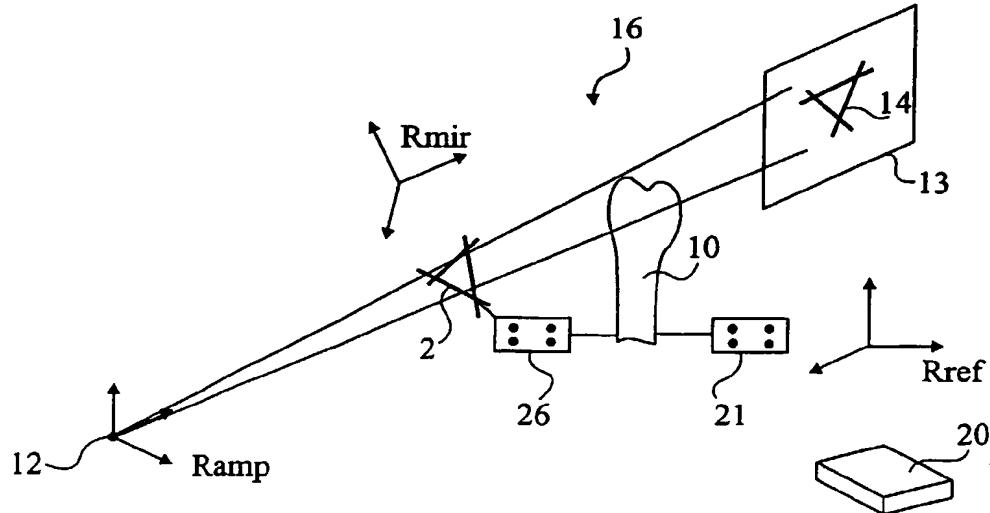
(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) :  
PERCEPTION RAISONNEMENT ACTION EN  
MEDECINE [FR/FR]; 4, avenue de L'Obiou, F-38700 La  
Tronche (FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) :  
LAVALLEE, Stephane [FR/FR]; 63, Route de la

(54) Title: DETERMINATION OF THE POSITION OF A RADIOGRAPHIC OR RADIOSCOPIC UNIT

(54) Titre : DETERMINATION DE LA POSITION D'UN APPAREIL DE RADIOGRAPHIE OU DE RADIOSCOPIE

(57) Abstract: The invention relates to a method for the determination of the position of a radiographic or radioscopy unit (16) with relation to a reference point (R<sub>ref</sub>) on producing a radiographic image of an object (10). The position of the unit (16) with relation to a reference point (R<sub>ref</sub>) is determined from the determination of the position of a test pattern (25), with relation to the unit (16), which is mechanically fixed to the object, by using the image of the test pattern with relation to the reference point (R<sub>ref</sub>). The invention further relates to a determining device for carrying out said method.

[Suite sur la page suivante]

WO 2004/000122 A1



eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), brevet OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Publiée :**

— *avec rapport de recherche internationale*

— *avant l'expiration du délai prévu pour la modification des revendications, sera republiée si des modifications sont reçues*

*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

---

**(57) Abrégé :** L'invention concerne un procédé de détermination de la position d'un appareil de radiographie ou de radioscopie (16) par rapport à un repère de référence ( $R_{ref}$ ) lors de la réalisation d'une radiographie d'un objet (10). La position de l'appareil (16) par rapport à un repère de référence ( $R_{ref}$ ) est déterminée à partir de la détermination de la position, par rapport à l'appareil (16), d'une mire (25) reliée mécaniquement à l'objet au moyen de l'image de la mire par rapport au repère de référence ( $R_{ref}$ ). La présente invention concerne également un dispositif de détermination pour la mise en œuvre du procédé.

REC'D. 20 DEC 2004

## DÉTERMINATION DE LA POSITION D'UN APPAREIL DE RADIOPHOTOGRAPHIE OU DE RADIOSCOPIE

La présente invention concerne un procédé et un dispositif de détection de la position dans l'espace d'un appareil fournissant des images au moyen de rayons X, par exemple un appareil de radiographie ou de radioscopie. Dans la suite on appelle appareil de radiographie tout moyen de radiographie ou de radioscopie comprenant une source de rayons X, un détecteur type plaque photographique pour rayons X, et un système de numérisation du film, ou un moyen de radiographie ou de radioscopie composé d'une source de rayons X et d'un détecteur numérique, ou tout appareil de bloc opératoire de type bras en C mobile, incluant une source et un détecteur analogique ou numérique, la source et le détecteur étant rigidement reliés entre eux.

Pour certaines opérations chirurgicales, le chirurgien peut disposer au préalable d'images à trois dimensions de la région à opérer du patient, réalisées par exemple à l'aide d'un scanner. Les images permettent au chirurgien de préparer l'opération. En cours d'opération, le chirurgien peut avoir besoin de connaître la position exacte d'un os par rapport aux outils ou d'une broche qu'il est en train d'insérer. Il n'est

alors plus possible de réaliser un scanner pour connaître de telles positions.

Il est dans ce cas habituellement réalisé des radiographies sous plusieurs angles de la région opérée du patient, au moyen, par exemple, d'un appareil de radiographie. Les radiographies sont alors numérisées et les différents éléments présents sur les images sont identifiés. On peut alors, grâce à des algorithmes de calcul, associer les éléments identifiés sur les radiographies avec les éléments correspondants des vues de scanner, et déterminer les positions respectives, par exemple, d'une broche et d'outils. La détermination de la position de broches ou d'outils par rapport à la partie anatomique ou la région anatomique d'intérêt se fait en utilisant un système de localisation spatial auquel est associé un repère appelé  $R_{ref}$ . Le système de localisation peut être à base de technologie optique (tel le système POLARIS de la société NDI, Toronto, Canada), à base de technologie magnétique (tel que le système Fastrack de la société Polhemus Inc, Etats-Unis), à base de technologie ultrasonore (produit de la société Zebris, Allemagne). Le système de localisation situe dans le repère  $R_{ref}$  la position d'un corps rigide de localisation en fournissant une matrice de transformation entre le repère associé au corps rigide de localisation et le repère associé au système de localisation. Les corps rigides de localisation peuvent être composés d'éléments soit émetteur, soit récepteur, soit réflecteur, soit re-émetteur suivant la technologie utilisée.

Lorsqu'un corps rigide de localisation est par exemple fixé sur une vertèbre et qu'un corps rigide de référence est fixé sur un instrument chirurgical, il est possible de contrôler la position de l'instrument chirurgical, la trajectoire et/ou la position de l'instrument étant déterminées grâce aux images radiographiques issues d'un appareil de radiographie. Pour pouvoir utiliser l'information contenue dans les images radiographiques, il est nécessaire de déterminer les paramètres de l'appareil de

radiographie et de relier le repère associé à l'appareil de radiographie et le repère du système de localisation.

La réalisation de radiographies et leur utilisation nécessitent une étape préalable de détermination des paramètres de fonctionnement de l'appareil de radiographie qui est constitué d'une source projetant des rayons X sur une surface d'exposition, l'objet à radiographier étant interposé entre la source et la surface d'exposition. De manière plus détaillée, il s'agit de modéliser la projection effectuée par l'appareil de radiographie. La projection est l'opération qui à un point  $(x, y, z)$  de l'espace à trois dimensions associe un point  $(u, v)$  de l'image obtenue sur la surface d'exposition lors d'une prise de vue. On détermine les droites dites de rétroprojection  $D(u, v)$ , chaque droite correspondant à l'ensemble des points à trois dimensions de l'espace qui se projettent sur le pixel  $(u, v)$  de l'image. L'étape de détermination permet d'obtenir les équations des droites de rétroprojection dans le repère  $R_{amp}$  associé à l'appareil de radiographie. Cela revient à déterminer des paramètres que l'on appelle intrinsèques et qui sont inhérents à la géométrie, à la fabrication de l'appareil de radiographie et à la méthode de numérisation de l'image obtenue, et à déterminer les paramètres que l'on appelle extrinsèques et qui correspondent à la transformation entre le repère du système de radiographie  $R_{amp}$  et le repère fixe  $R_{ref}$ . Si l'appareil de radiographie bouge, il n'y a alors plus qu'à retrouver les paramètres extrinsèques. Les algorithmes de détermination de ces paramètres sont décrits dans le document "The calibration problem for stereo by O.D. Faugeras et al." In Proc Computer Vision and pattern Recognition P15-20, 1992)

30 L'étape de détermination peut être obtenue en utilisant une mire de détermination (mire de calibrage) fixée sur l'appareil de radiographie. Les méthodes et dispositifs connus font état :

- d'un robot porte mire dans "Gestes medico-chirurgicaux assistés par ordinateur", S. Lavallée Ph .D. Thesis, 1989,

5 - d'une mire fixée sur le détecteur décrite dans le document "Vissage pédiculaire assistée par ordinateur", P. Sautot, Ph. D. Thesis, 1994.

10 Il existe aussi des systèmes commerciaux (mire se fixant directement sur le détecteur comme, par exemple, le produit commercialisé par la société Traxtal Technologies, Etats-Unis).

15 Une fois l'étape de détermination réalisée, et en supposant que les équations des droites de rétroposition ne sont pas modifiées par rapport au repère  $R_{amp}$  lors des déplacements de l'appareil de radiographie, des radiographies de l'objet sont prises selon différentes directions. Si toutefois 20 les problèmes de distorsions dus au champ magnétique terrestre ne sont pas négligeables, il est possible par un système simple de corriger les équations des droites de rétroposition (par exemple par la fixation d'un ensemble de marqueurs en périphérie du détecteur et visibles sur l'image, l'analyse de la variation de position sur l'image permet de déterminer et de quantifier la variation de distorsion).

25 Les radiographies, la transformation entre le repère  $R_{amp}$  et le repère  $R_{ref}$  étant connue, sont utilisées pour la navigation chirurgicale. On peut par exemple :

- projeter la position d'un outil sur les images radiographiques ;  
- recaler les images radiographiques avec des images issues de scanner X ; procéder à des reconstructions 30 tridimensionnelles par tomographie ou par l'utilisation de modèles déformables (brevet français n° 99 11848 déposé le 17 septembre 1999 au nom du Laboratoire TIMC, intitulé ``Reconstitution de surfaces en trois dimensions par utilisation de modèles statistiques`` - et dont les inventeurs sont Markus 35 Fleute, Stéphane Lavallée et Laurent Desbat)

On peut citer le brevet américain N° 5,769,861 au nom de Brainlab Med Computersyst et intitulé "Method and device for localizing an instrument" et le brevet américain N° 6,370,224 au nom de Sofamor Danek Group et intitulé "System and methods for the reduction and elimination of image artefacts in the calibration of X Ray Imagers". On peut aussi citer le produit fluoronav™ de la société Sofamor Danek, Etats-unis. La figure 1A représente, de façon schématique, un objet 10, par exemple un os d'un patient, à radiographier. L'objet 10 est immobile par rapport à un repère de référence fixe  $R_{ref}$ . L'objet 10 est placé entre une source 12, représentée par un point, et une surface d'exposition 13 représentée par un plan fixe par rapport à la source 12, d'un appareil de radiographie 16. La radiographie correspond à l'image 14 obtenue sur la surface d'exposition 13. L'appareil de radiographie 16, c'est-à-dire la source 12 et la surface d'exposition 13, est destiné à être déplacé par rapport à l'objet 10 pour réaliser les différentes radiographies.

On souhaite déterminer les équations des droites de rétroposition (deux droites 17, 18 étant représentées en figure 1) dans le repère de référence  $R_{ref}$  au moment de la réalisation de chaque prise de vue de façon à réaliser un traitement ultérieur des radiographies obtenues. Il est donc nécessaire de déterminer la transformation géométrique permettant de passer du repère  $R_{amp}$  au repère de référence  $R_{ref}$  pour chaque prise de vue.

Un corps rigide de localisation 19 est monté sur l'appareil de radiographie 16 de façon à être immobile par rapport au repère  $R_{amp}$ . Un système de localisation 20 immobile dans le repère de référence  $R_{ref}$  est adapté à déterminer la position du corps rigide 19 dans le repère de référence  $R_{ref}$ .

Au moment où une radiographie est réalisée, on mesure la position du corps mobile 19 par rapport au repère de référence  $R_{ref}$ . Il est alors possible de déterminer la transformation géométrique permettant de passer du repère  $R_{amp}$  au repère de référence  $R_{ref}$  au moment de la prise de vue. Il est donc

possible de déterminer les équations des droites de rétro-projection par rapport au repère de référence  $R_{ref}$  à l'instant de la prise de vue.

De façon générale, on fait l'acquisition de deux radiographies dans des positions différentes. Pour chaque radiographie, les équations des droites de rétroprojection par rapport au repère de référence  $R_{ref}$  sont déterminées. Par triangulation, il est alors possible de déterminer une représentation à trois dimensions de l'objet 10 qui pourra être comparée à des images préopératoires.

La figure 1B représente certains des éléments de la figure 1A. Un corps rigide de référence 21, dont la position est déterminée par le système de localisation 20, est fixé sur l'objet à radiographier 10 et permet de détecter les éventuels déplacements de l'objet par rapport au repère de référence  $R_{ref}$ . Un corps rigide 22 peut être placé sur un outil chirurgical 23 dont on peut représenter la trace sur l'image radiographique 14. La position de l'outil 23 peut donc être déterminée et utilisée lors de l'analyse de l'image radiographique. Une cible 24 (par exemple un point anatomique, ou le lieu d'insertion d'une vis...) laissant une trace sur l'image radiographique peut être visée sur l'objet 10 par l'outil 23.

Le procédé de réalisation de radiographies précédemment décrit suppose une synchronisation parfaite entre la réalisation de la radiographie par l'appareil de radiographie 16 et la mesure par le système de localisation 20 de la position du corps rigide 19 solidaire de l'appareil de radiographie 16.

Pour assurer la synchronisation, on peut utiliser un système qui détecte l'émission de rayons X par l'appareil de radiographie 16 au moment de la réalisation d'une radiographie et commande alors automatiquement la mémorisation par le système de localisation 20 de la position de l'appareil de radiographie 16 au moment de la prise de vue. On peut également commander la réalisation de la radiographie et la mémorisation de la position de l'appareil de radiographie 16 par un processeur relié

simultanément à l'appareil de radiographie 16 et au système de localisation 20.

Toutefois, de tels systèmes sont délicats à mettre en oeuvre et nécessitent la mise en oeuvre de capteurs ou 5 d'appareils coûteux.

La présente invention vise à obtenir un procédé et un dispositif de détection de la position d'un appareil de radiographie lors de la réalisation d'une prise de vue qui ne présentent pas les inconvénients précédemment mentionnés.

10 Pour atteindre cet objet, la présente invention prévoit un procédé de détermination de la position d'un appareil fournissant des images au moyen de rayons X par rapport à un repère de référence lors de la réalisation d'une image d'un objet, dans lequel la position de l'appareil par rapport à un 15 repère de référence est déterminée à partir de la détermination de la position par rapport à l'appareil d'une mire, reliée mécaniquement à l'objet, au moyen de l'empreinte de la mire sur l'image et de la détermination de la position de la mire par rapport au repère de référence.

20 Selon un mode de réalisation de l'invention, la position de la mire par rapport au repère de référence est déterminée à partir de la détermination, par un système de localisation, de la position par rapport au repère de référence d'un corps rigide de localisation relié mécaniquement à la mire.

25 Selon un mode de réalisation de l'invention, la mire est fixe par rapport au corps rigide.

Selon un mode de réalisation de l'invention, la 30 configuration de la mire est déterminée par un palpeur relié à un corps rigide de localisation dont la position par rapport au repère de référence est déterminée par un système de localisation.

Selon un mode de réalisation de l'invention, la mire est reliée au corps rigide par un bras articulé.

35 Selon un mode de réalisation de l'invention, la mire est retirée de l'objet entre la réalisation de deux images.

Selon un mode de réalisation de l'invention, la détermination de la position de la mire par rapport à l'appareil est réalisée à partir de la détermination sur l'image d'empreintes caractéristiques, chaque empreinte caractéristique correspondant 5 à la projection sur l'image d'un élément distinct de la mire.

La présente invention prévoit également une mire comportant des éléments transparents aux rayons X et des éléments opaques aux rayons X, comprenant au moins trois supports transparents aux rayons X, chaque support contenant des 10 billes opaques aux rayons X sensiblement alignées selon une direction déterminée, les directions déterminées étant non coplanaires.

Selon un mode de réalisation de l'invention, au moins deux billes sont de diamètres différents.

15 Selon un mode de réalisation de l'invention, la mire comporte un moyen de maintien adapté à maintenir les cylindres selon une configuration parmi plusieurs configurations déterminées.

La présente invention prévoit également un dispositif 20 de détermination de la position d'un appareil fournissant des images au moyen de rayons X par rapport à un repère de référence lors de la réalisation d'une radiographie d'un objet, comprenant une mire reliée à l'objet et comportant des éléments opaques au rayon X, chaque élément opaque étant adapté à fournir une 25 empreinte caractéristique sur la radiographie de l'objet ; un moyen de détermination de la position de la mire par rapport au repère de référence ; et un moyen de détermination de la position de la mire par rapport à l'appareil de radiographie à partir des empreintes caractéristiques de la radiographie.

30 Cet objet, ces caractéristiques et avantages, ainsi que d'autres de la présente invention seront exposés en détail dans la description suivante de modes de réalisation particuliers faite à titre non-limitatif en relation avec les figures jointes parmi lesquelles :

la figure 1A, précédemment décrite, illustre de façon schématique un procédé classique de réalisation de radiographies ;

5 la figure 1B, précédemment décrite, illustre l'utilisation des images radiographiques pour localiser la position d'un outil par rapport à une cible déterminée ;

la figure 2 illustre, de façon schématique, un procédé de réalisation de radiographies selon la présente invention ;

10 la figure 3 représente un exemple de réalisation d'une mire selon l'invention ;

la figure 4 représente une variante de la mire de la figure 3 ;

la figure 5 représente, de façon schématique, un exemple de radiographie de la mire de la figure 3 ;

15 les figures 6 et 7 représentent deux variantes de la mire de la figure 3 ;

les figures 8 et 9 représentent deux vues d'une autre variante de la mire selon l'invention ;

20 les figures 10 et 11 représentent des exemples de détermination de la configuration de la mire ;

la figure 12 représente, de façon schématique, une autre variante de la mire selon l'invention ; et

la figure 13 représente un exemple de radiographie de la mire de la figure 12.

25 La présente invention propose un dispositif dont l'utilisation permet de déterminer la transformation géométrique permettant de passer du repère  $R_{amp}$  au repère de référence  $R_{ref}$  au moment de la réalisation d'une radiographie en utilisant directement l'image d'un élément du dispositif obtenue sur la radiographie. Les paramètres intrinsèques de l'appareil de radiographie peuvent être auparavant déterminés suivant une procédure classique telle que décrite dans le document intitulé "Visage pédiculaire assistée par ordinateur" de P. Sautot, Ph. D. Thesis, 1994. La présente invention propose un dispositif 30 dont l'utilisation simplifie les méthodes existantes de

35

détermination des paramètres extrinsèques lorsque l'appareil de radiographie a été déplacé.

La figure 2 représente la source 12 de l'appareil de radiographie adaptée à émettre des rayons X traversant l'objet 10 à radiographier pour former une image 14 sur la surface d'exposition 13. Une mire 25 et un corps rigide 26 sont montés sur l'objet à radiographier 20. Le corps rigide 26 est fixe par rapport à un repère  $R_{mir}$  associé à la mire 25.

Le procédé de réalisation de radiographies de l'objet 10 selon l'invention est le suivant. Préalablement à la réalisation de radiographies, on détermine les équations des droites de rétroréfraction, exprimées dans le repère  $R_{amp}$ . On détermine également la position du corps rigide 26 par rapport au repère de référence  $R_{ref}$ . Les positions relatives entre le corps rigide 26 et la mire 25 étant connues, il est possible de déterminer la transformation géométrique  $T1$  permettant de passer du repère  $R_{mir}$  associé à la mire 25 au repère de référence  $R_{ref}$ . Par la suite, entre plusieurs prises de vues, la mire 25 et l'objet 10 sont supposés fixes par rapport au repère de référence  $R_{ref}$ , la transformation géométrique  $T1$  demeure constante. Si tel n'était pas le cas,  $T1$  devrait être à nouveau déterminée.

L'appareil de radiographie 16 est alors déplacé en différentes positions pour réaliser des radiographies. Pour chaque radiographie, l'analyse de l'image 14 obtenue permet, grâce à la présence de la mire 25 sur l'objet 10 et comme cela sera expliqué par la suite, de déterminer la transformation géométrique  $T2$  permettant de passer du repère  $R_{amp}$  associé à l'appareil de radiographie 16 au repère  $R_{mir}$  associé à la mire 26.

Il est ainsi possible de déterminer la transformation géométrique globale  $T_G$  permettant de passer du repère  $R_{amp}$  associé à l'appareil de radiographie 16 au repère de référence  $R_{ref}$ . On peut alors déterminer, pour chaque radiographie, les équations des droites de rétroréfraction dans le repère de référence  $R_{ref}$  qui peuvent être utilisées pour définir une image

en trois dimensions de l'objet 10 comme cela a été expliqué précédemment.

La figure 3 représente plus précisément un exemple de réalisation de la mire 25. Une base 28 est fixée de façon temporaire sur l'objet 10 à radiographier, par exemple le fémur d'un patient. La base 28 supporte le corps rigide de référence 21 qui comporte, par exemple, des éléments 29 adaptés à réfléchir les rayons infrarouges émis par le système de localisation 20. Une tige flexible 30 relie la base 28 à une fourche 32 qui supporte le corps mobile 26 à l'extrémité d'une branche et la mire 25 à l'extrémité de l'autre branche.

La mire 26 se compose de plusieurs cylindres, 34A à 34E, reliés à leurs extrémités par des sphères de jonction 36. Chaque cylindre 34A à 34E est constitué d'un matériau transparent aux rayons X, par exemple du plastique ou du matériau connu sous la dénomination commerciale plexiglas, et comprend des billes opaques aux rayons X 38, par exemple en carbure de tungstène, en plomb ou en acier, sensiblement alignées le long de l'axe du cylindre 34A à 34E.

La mire 25 se compose d'un cylindre central 34A comprenant par exemple cinq billes 38 d'un premier diamètre, par exemple six millimètres, et par exemple cinq billes 38 d'un second diamètre, par exemple trois millimètres, inférieur au premier diamètre, les billes de premier diamètre étant situées sur une moitié du cylindre central 34A et les billes du second diamètre sur l'autre moitié. Deux cylindres secondaires 34B, 34C, comprenant des billes 38 du second diamètre, forment avec le cylindre central 34A un premier triangle. Deux cylindres secondaires 34D, 34E, comprenant des billes 38 du premier diamètre, forment avec le segment central 40 un second triangle. Les plans contenant les deux triangles sont inclinés l'un par rapport à l'autre.

La figure 4 représente une variante du dispositif de la figure 3. La fourche 32 est directement montée sur l'objet 10 à radiographier par un moyen de fixation 40. Selon cette

variante, la mire 25 étant fixe par rapport à l'objet 10, un seul corps rigide 26 peut être utilisé directement pour définir la position de la mire 25 et de l'objet 10 par rapport au repère de référence  $R_{ref}$  et la transformation géométrique T2 permettant 5 de passer du repère  $R_{mir}$  au repère  $R_{ref}$ .

La figure 5 représente un exemple de radiographie obtenue à partir de la mire mobile 25 de la figure 3 montée sur l'objet 10 à radiographier. Les billes 38 opaques aux rayons X laissent des traces circulaires 42 sur la radiographie. Les 10 cylindres 34A à 34B transparents aux rayons X ne laissent sensiblement pas de trace sur la radiographie. L'objet 10 laisse également des traces sur la radiographie qui peuvent se superposer à celles des billes 38 et qui ne sont pas représentées en 15 figure 5. La radiographie obtenue est numérisée. En utilisant un algorithme approprié, les traces circulaires 42 sont déterminées. Les positions des centres des traces circulaires 42 sont alors calculés ainsi que des segments de droites passant par lesdits centres. On détermine alors à quel cylindre 34A à 34E de la mire mobile 25 correspond chaque segment de droite en 20 utilisant notamment la différence de diamètres des billes 42 et leur répartition par cylindre 34A à 34E.

Les équations des droites de rétroposition de chaque pixel de la radiographie sont connues dans le repère  $R_{amp}$  associé à l'appareil de radiographie 16. A partir des droites de rétroposition, la forme de la mire 25 étant parfaitement connue, il est possible de déterminer la position que doit avoir 25 la mire 25 dans le repère  $R_{amp}$  pour produire les traces 42 obtenues sur la radiographie. Ceci peut être obtenu par la minimisation d'un critère quadratique. On détermine ainsi la 30 transformation géométrique T2 permettant de passer du repère  $R_{amp}$  25 associé à l'appareil de radiographie au repère  $R_{mir}$  associé à la mire 25.

La figure 6 représente une variante de réalisation de la mire 25 selon l'invention. La mire 28 se compose d'une sphère 35 de jonction 44 montée sur un bras de maintien 46 fixé sur

l'objet 10 à radiographier. Des cylindres 50A, 50B, 50C sont montés sur la sphère de jonction 44 par des branches de fixation 52A, 52B, 52C. Le corps rigide 26 est également monté sur la sphère de jonction 44. Les cylindres 50A, 50B, 50C sont, comme cela a été expliqué précédemment, constitués d'un matériau transparent aux rayons X et comprennent des billes 54 opaques aux rayons X. Les différents cylindres 50A, 50B, 50C doivent de préférence être agencés pour ne pas être coplanaires. La sphère de jonction 44 comporte des ouvertures 56 supplémentaires réparties sur l'ensemble de sa surface permettant éventuellement d'ajouter des cylindres supplémentaires ou de disposer les trois cylindres selon une configuration différente.

La figure 7 représente une autre variante de la mire 25 selon l'invention. Deux cylindres 58A, 58B sont fixés aux extrémités des bras d'une fourche 60. Un troisième cylindre 58C est fixé à la base de la fourche 60. La mire 25 est reliée par une tige flexible 62 à un support 64 fixé sur l'objet 10 à radiographier. Le corps rigide de référence 21 est fixé solidairement au support 64. Selon cette variante, il n'y a pas de corps mobile fixé solidairement à la mire 25. Lors de la détermination de la transformation géométrique T1 permettant de passer du repère  $R_{mir}$  au repère  $R_{ref}$ , la détermination de la position de la mire 25 par rapport au corps rigide de référence 21 peut être obtenue au moyen d'un palpeur.

Les figures 8 et 9 représentent deux vues d'une autre variante de la mire 25. L'objet 10 à radiographier est par exemple une vertèbre. La mire 25 comprend une fourche 66 dont les bras 68A, 68B sont fixés sur l'objet 10. Chaque bras 68A, 68B supporte un cylindre 70A, 70B. Un troisième cylindre 70C est fixé à la base de la fourche 66. Le corps rigide 26 est également fixé à la base de la fourche 66. Selon cette variante, la mire 25 étant fixe par rapport à l'objet 10, un seul corps rigide 26 peut être utilisé directement pour définir les positions de la mire 25 et de l'objet 10 par rapport au repère de référence  $R_{ref}$  et pour déterminer la transformation

géométrique  $T_1$  permettant de passer du repère  $R_{\text{mir}}$  au repère  $R_{\text{ref}}$ .

Les figures 10 et 11 représentent des exemples de détermination de la configuration de la mire (un seul cylindre 72 de la mire étant représenté sur les figures 10 et 11) dans le cas où celle-ci est montée sur l'objet d'une manière non prédefinie, comme cela peut être le cas avec les exemples de réalisation de la mire représentés sur les figures 3, 6 et 7. Un palpeur 74 relié à un corps rigide 76, dont la position est déterminée par le système de localisation 20, peut être déplacé sur la mire pour en déterminer la forme. On peut aussi utiliser un palpeur particulier du type à encastrement 78 à position unique relié à un corps rigide de localisation 80 et comportant un cylindre creux 82 de diamètre correspondant au diamètre des cylindres de la mire. Le système à encastrement 78 est alors fixé sur chacun des cylindres de la mire.

La figure 12 représente, de façon schématique, une autre variante de la mire 25 selon l'invention. Selon une telle variante, la mire 25 comprend dix billes 54 opaques, neuf billes ayant un diamètre identique et une bille 84 ayant un diamètre plus important. Les billes 54 sont réparties selon deux plans  $P_1$  et  $P_2$ , cinq billes étant associées à chaque plan. L'angle entre les plans  $P_1$  et  $P_2$  est strictement inférieur à 180 degrés et, avantageusement, de l'ordre de 90 degrés. Dans le plan  $P_1$ , les billes sont réparties selon deux axes parallèles  $A_1$ ,  $A_2$ . Trois billes sont disposées sensiblement à équidistance sur l'axe  $A_1$  et deux billes sont disposées sur l'axe  $A_2$  en quinconce par rapport aux billes de l'axe  $A_1$ . La bille 84 la plus grosse est placée à l'extrémité de l'axe  $A_1$  la plus éloignée du plan  $P_2$ . Dans le plan  $P_2$ , les billes sont réparties selon deux axes parallèles  $A_3$ ,  $A_4$ . Trois billes sont disposées à équidistance sur l'axe  $A_3$  et deux billes sont disposées sur l'axe  $A_4$  en quinconce par rapport aux billes de l'axe  $A_3$ . L'axe  $A_1$  coupe l'axe  $A_3$  et l'axe  $A_2$  coupe l'axe  $A_4$ . Le plan défini par les axes  $A_1$  et  $A_3$  forme avec le plan  $P_1$  un angle d'environ 90 degrés.

La mire 25 doit rester visible sur la surface d'exposition 13 quels que soient les déplacements de la source 12 et de la surface d'exposition 13. Dans le cas où la source 12 et la surface d'exposition 13 se déplacent sur une sphère dont 5 le centre correspond à l'objet 10, la source et la surface d'exposition étant diamétralement opposées, la mire 25 doit être incluse dans une sphère, centrée sur l'objet 10, dont le rayon  $r$  est fourni par la relation suivante :

$$r=d\sin(\alpha)/2 \quad \text{avec} \quad \tan(\alpha)=l/2d$$

10 où  $d$  est la distance entre la source 12 et la surface d'exposition 13 et  $l$  est la largeur de la surface d'exposition 13.

15 L'axe A1 (respectivement A3) et l'axe A2 (respectivement A4) sont espacés le plus possible, tout en respectant la condition énoncée précédemment concernant les 20 dimensions de la mire 25, pour améliorer la stabilité numérique de l'algorithme qui détermine les positions des traces circulaires correspondant aux images des billes 54 sur la 25 surface d'exposition 13.

La figure 13 représente un exemple de radiographie obtenue à partir de la mire mobile 25 de la figure 12. La demanderesse a mis en évidence qu'avec la structure de mire 25, l'ordre des traces circulaires 42 selon une direction  $u$  est identique pratiquement indépendamment des positions de la source 25 12 et de la surface d'exposition 13 par rapport à la mire 25. Les dimensions de la mire 25 étant suffisamment petites par rapport à la distance  $d$ , la trace circulaire 42 associée à la bille 84 la plus grosse est plus importante que les traces circulaires associées aux autres billes. De ce fait, en plaçant 30 la bille 84 la plus grosse de sorte que la trace circulaire 42 associée soit en première position selon la direction  $u$ , la mise en correspondance entre les traces circulaires 42 et les billes 54 est alors triviale. La direction  $u$  correspond par exemple à une direction caractéristique de la surface d'exposition 13 ou à 35 l'axe principal d'inertie des traces circulaires 42.

L'utilisation de dix billes contribue à la robustesse de l'algorithme de détection des traces circulaires. Toutefois, la mire 25 peut comporter moins de dix billes sans dégrader excessivement la robustesse de l'algorithme de détection. On 5 peut prévoir, par exemple, deux billes sur l'axe A1 (dont la bille la plus grosse), une bille sur l'axe A2, deux billes sur l'axe A3 et une bille sur l'axe A4.

La présente invention comporte de nombreux avantages.

Premièrement, le présent procédé de radiographie permet 10 de déterminer la transformation géométrique entre le repère Ramp associé à l'appareil de radiographie et le repère de référence  $R_{ref}$  lors de la réalisation d'une radiographie, directement à partir de la radiographie par l'analyse de l'empreinte laissée sur la radiographie par une mire fixée à l'objet à radiographier. Il n'est alors pas nécessaire de fixer en permanence 15 un corps rigide sur l'appareil de radiographie, car l'analyse de l'empreinte de la mire sur la radiographie permet de suivre le mouvement de l'appareil de radiographie et de trouver les transformations spatiales rigides entre deux positions différentes.

Deuxièmement, la mire peut être réalisée en un matériau léger de façon à pouvoir être fixée sur l'objet à radiographier. En particulier, la mire ne gène pas d'éventuels déplacements de l'objet, dans le cas où par exemple l'objet est une vertèbre. Par exemple, la mire peut peser moins de 300 grammes.

Troisièmement, la forme de la mire peut facilement 25 être adaptée en fonction de l'objet à radiographier et/ou de l'opération chirurgicale à réaliser de façon à ne pas gêner les gestes du chirurgien.

Bien entendu, la présente invention est susceptible de 30 diverses variantes et modifications qui apparaîtront à l'homme de l'art. En particulier, les billes opaques peuvent être réparties sur des éléments autres que cylindriques. Il pourra s'agir par exemple de tubes transparents décrivant des courbes à trois dimensions. De plus, il peut y avoir plus de deux 35 diamètres différents pour les billes opaques. Enfin, certaines

des caractéristiques des exemples de réalisation précédemment décrits pourront être combinées entre elles.

REVENDICATIONS

1. Dispositif de détermination de la position d'un appareil (16) fournissant des images (14) au moyen de rayons X par rapport à un repère de référence ( $R_{ref}$ ) lors de la réalisation d'une image d'un objet (10), caractérisé en ce que 5 la position de l'appareil (16) par rapport au repère de référence ( $R_{ref}$ ) est déterminée à partir de la détermination de la position par rapport à l'appareil (16) d'une mire (25), reliée mécaniquement à l'objet, au moyen de l'empreinte de la mire sur l'image et de la détermination de la position de la 10 mire par rapport au repère de référence ( $R_{ref}$ ).

2. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel la position de la mire (25) par rapport au repère de référence ( $R_{ref}$ ) est déterminée à partir de la détermination, par un système de localisation (20), de la position par rapport au repère de référence ( $R_{ref}$ ) d'un corps rigide de localisation 15 (21, 26) relié mécaniquement à la mire.

3. Dispositif selon la revendication 2, dans lequel la mire (25) est fixe par rapport au corps rigide (21, 26).

4. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel la 20 configuration de la mire (25) est déterminée par un palpeur (74, 78) relié à un corps rigide de localisation (76, 80) dont la position par rapport au repère de référence ( $R_{ref}$ ) est déterminée par un système de localisation (20).

5. Dispositif selon la revendication 2, dans lequel la 25 mire (25) est reliée au corps rigide (21) par un bras articulé (30, 62).

6. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel la mire (25) est retirée de l'objet (10) entre la réalisation de deux images (14).

30 7. Dispositif selon la revendication 1, dans lequel la détermination de la position de la mire (25) par rapport à l'appareil (16) est réalisée à partir de la détermination sur l'image (14) d'empreintes caractéristiques (42), chaque

empreinte caractéristique correspondant à la projection sur l'image d'un élément distinct (38, 54) de la mire (25).

8. Mire (25) pour le dispositif selon l'une quelconque des revendications 1 à 7 comportant des éléments (34A, 34B, 34C, 5 34D, 34E, 50A, 50B, 50C, 58A, 58B, 58C, 70A, 70B, 70C) transparents aux rayons X et des éléments (38, 54) opaques aux rayons X, caractérisée en ce qu'elle comprend au moins trois supports (34A, 34B, 34C, 34D, 34E, 50A, 50B, 50C, 58A, 58B, 58C, 10 70A, 70B, 70C) transparents aux rayons X, chaque support contenant des billes (38, 54) opaques aux rayons X sensiblement alignées selon une direction déterminée, les directions déterminées étant non coplanaires.

9. Mire (25) selon la revendication 8, dans laquelle au moins deux billes (38, 54) sont de diamètres différents.

15 10. Mire (25) selon la revendication 8, comportant un moyen de maintien (32, 36, 44, 60, 66) adapté à maintenir les cylindres (34A, 34B, 34C, 34D, 34E, 50A, 50B, 50C, 58A, 58B, 58C, 70A, 70B, 70C) selon une configuration parmi plusieurs configurations déterminées.

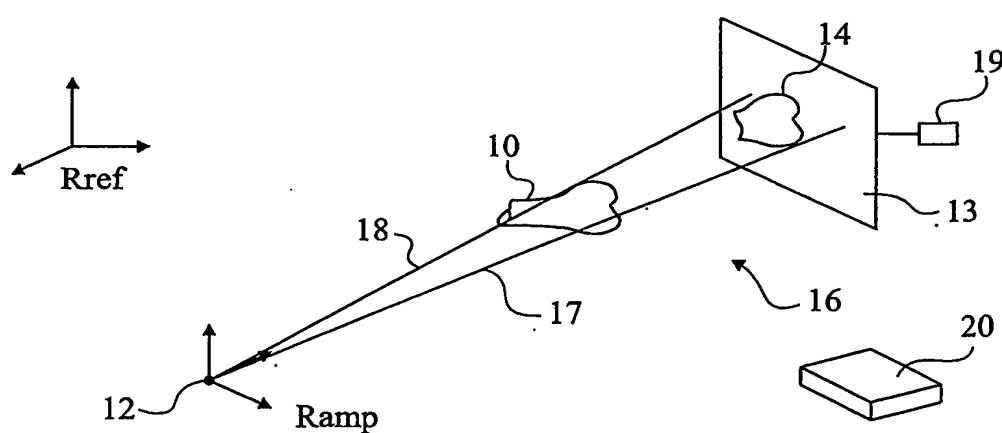


Fig 1A

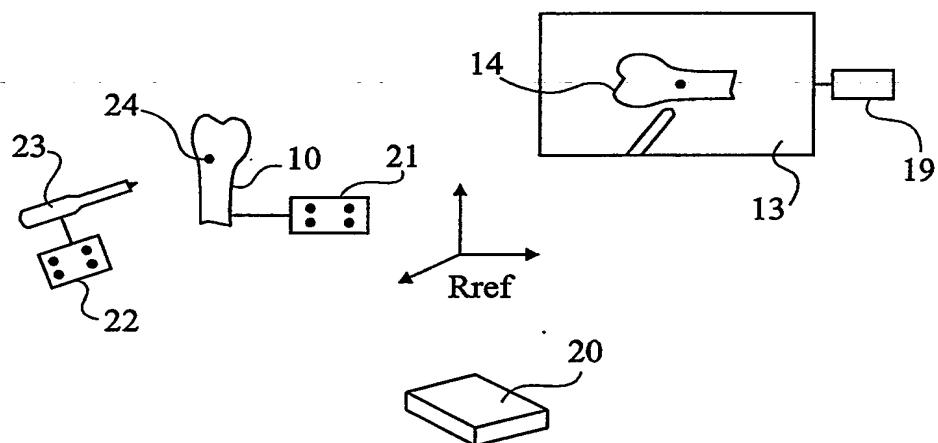


Fig 1B

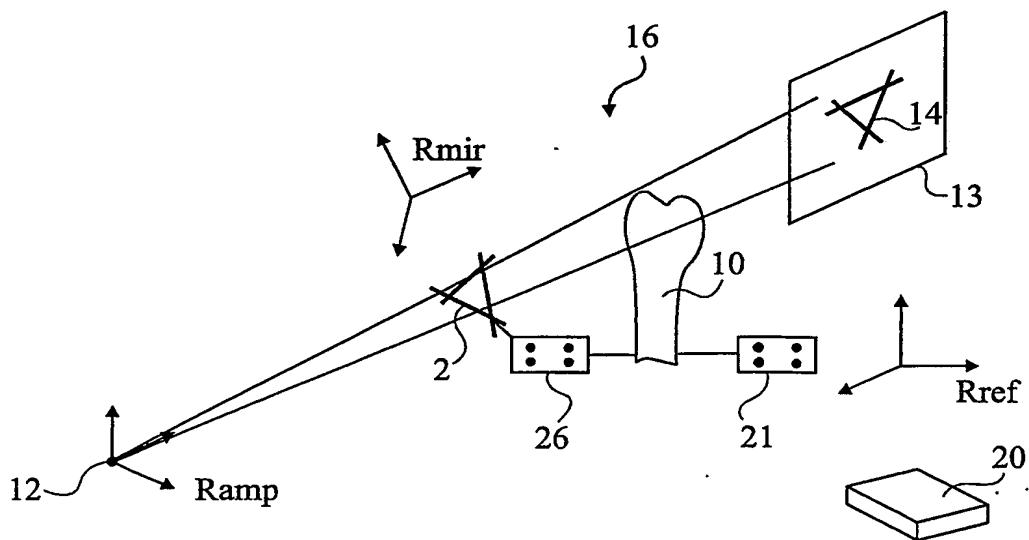


Fig 2

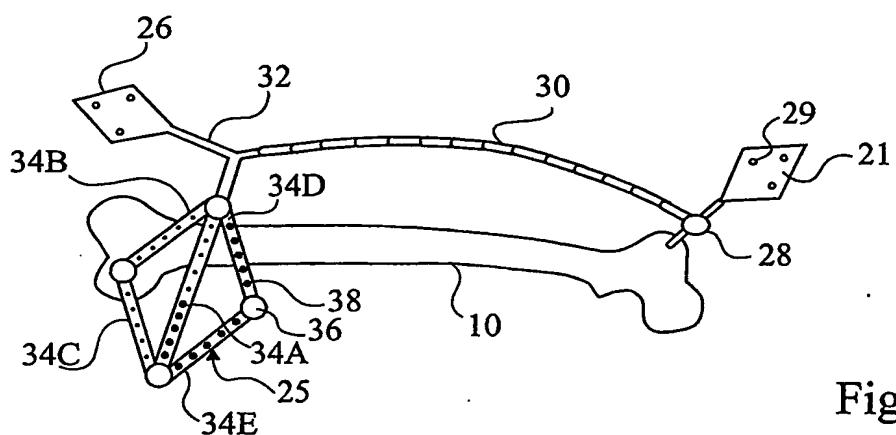


Fig 3

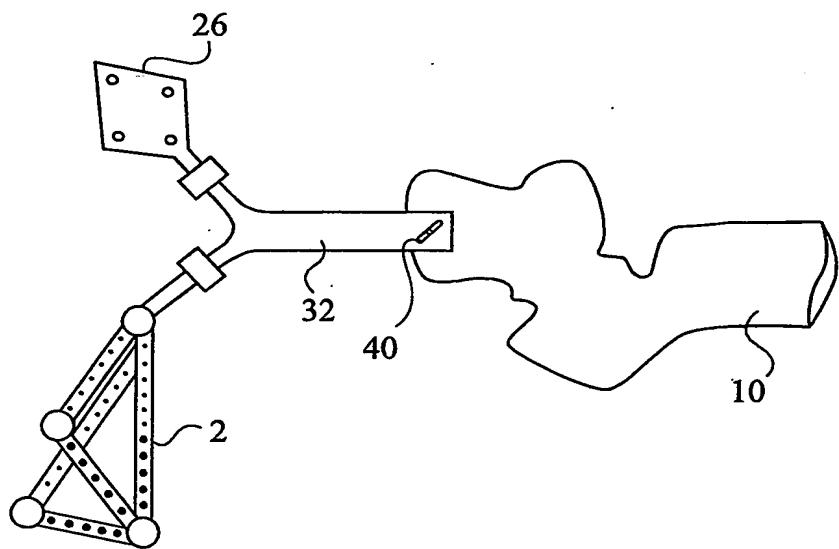


Fig 4

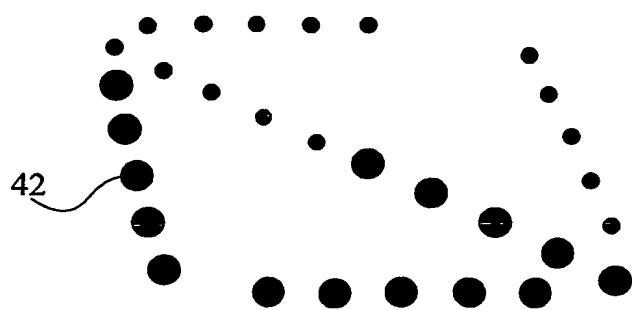


Fig 5

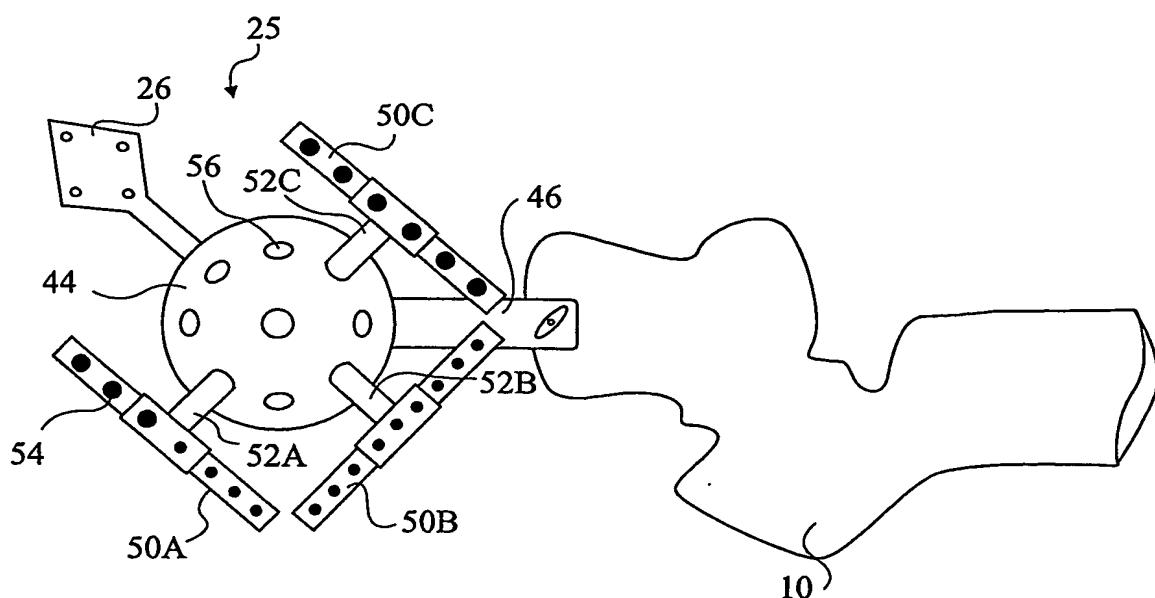


Fig 6

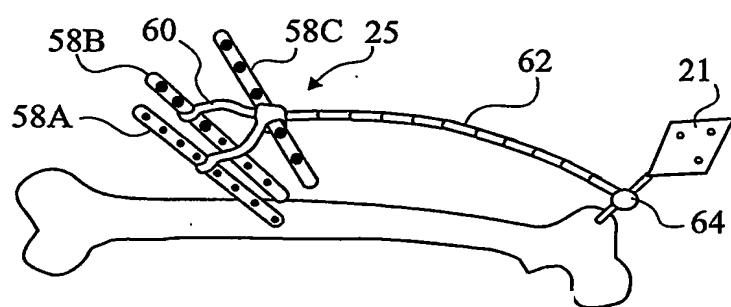


Fig 7

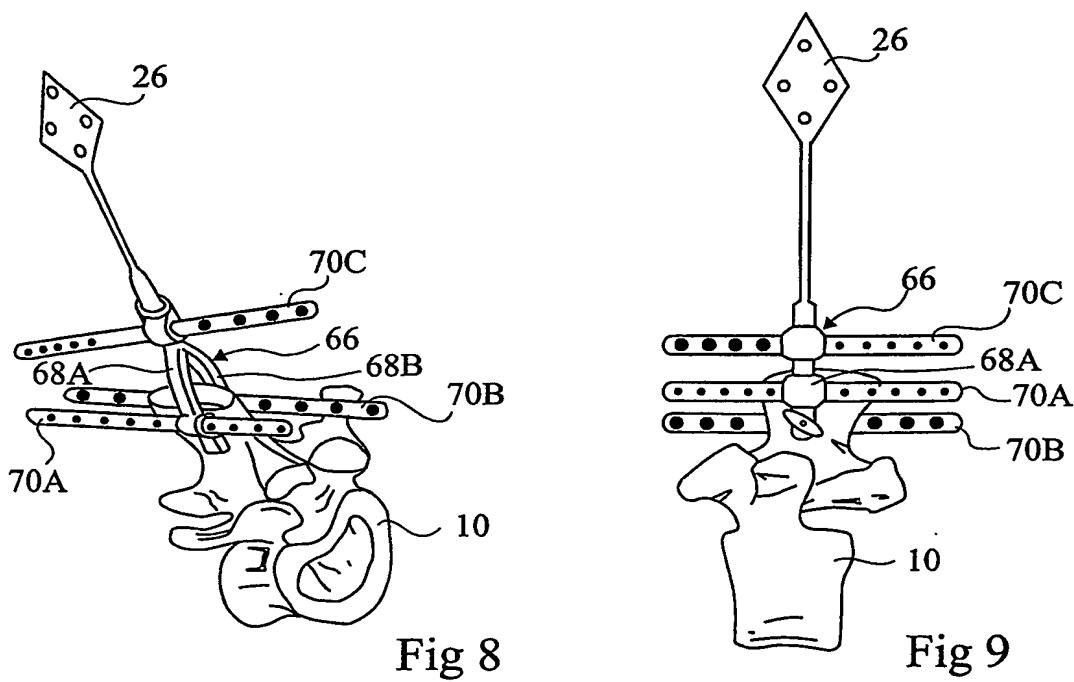


Fig 8

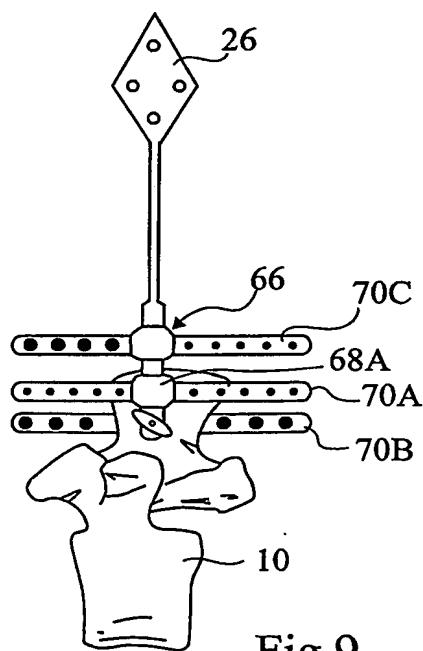


Fig 9

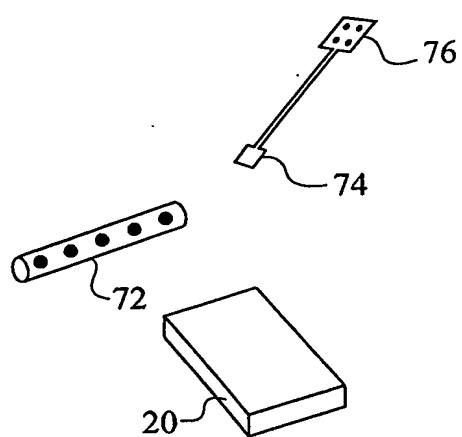


Fig 10

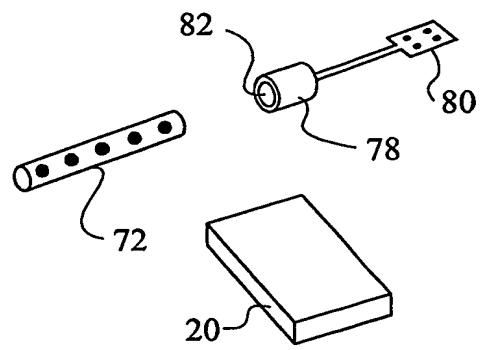


Fig 11

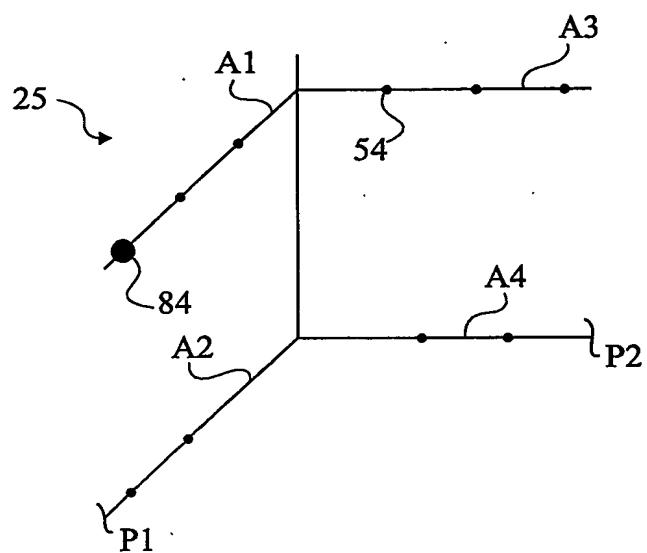


Fig 12

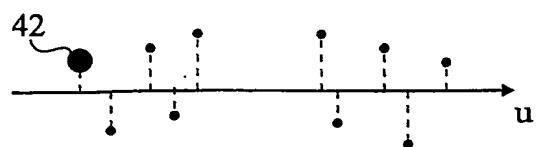


Fig 13

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 A61B6/12

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category <sup>o</sup>	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 285 902 B1 (KIENZLE III ET AL.) 4 September 2001 (2001-09-04)	1,2,8
Y	column 8, line 14 -column 10, line 12	3
A	column 12, line 21 -column 14, line 7; figures 1-18	4-7,9,10
Y	---	
Y	WO 00 48507 A (PICARD) 24 August 2000 (2000-08-24) abstract; figures 1-6	3
A	---	
A	US 6 006 127 A (VAN DER BRUG ET AL.) 21 December 1999 (1999-12-21) the whole document	1,2,5
A	---	
A	US 6 074 394 A (KRAUSE) 13 June 2000 (2000-06-13) the whole document	1
	---	
	-/--	

 Further documents are listed in the continuation of box C. Patent family members are listed in annex.

## o Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the International filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the International filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

Date of mailing of the international search report

7 November 2003

17/11/2003

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Hunt, B

## C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 836 954 A (HEILBRUN ET AL.) 17 November 1998 (1998-11-17) the whole document -----	1

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/03/01917

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
US 6285902	B1	04-09-2001	AU EP WO US	3857900 A 1158891 A2 0047103 A2 2001036245 A1		29-08-2000 05-12-2001 17-08-2000 01-11-2001
WO 0048507	A	24-08-2000	AU EP WO	3357400 A 1156740 A1 0048507 A1		04-09-2000 28-11-2001 24-08-2000
US 6006127	A	21-12-1999	EP JP	0975272 A2 2000510028 T		02-02-2000 08-08-2000
US 6074394	A	13-06-2000	US AU AU EP JP WO	6503249 B1 739401 B2 6048398 A 0961589 A1 2002513305 T 9832387 A1		07-01-2003 11-10-2001 18-08-1998 08-12-1999 08-05-2002 30-07-1998
US 5836954	A	17-11-1998	US US US US US	5603318 A 5389101 A 6165181 A 6146390 A 2001039421 A1		18-02-1997 14-02-1995 26-12-2000 14-11-2000 08-11-2001

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE  
CIB 7 A61B6/12

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

## B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal

## C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
X	US 6 285 902 B1 (KIENZLE III ET AL.) 4 septembre 2001 (2001-09-04)	1,2,8
Y	colonne 8, ligne 14 -colonne 10, ligne 12	3
A	colonne 12, ligne 21 -colonne 14, ligne 7; figures 1-18	4-7,9,10
Y	---	
	WO 00 48507 A (PICARD) 24 août 2000 (2000-08-24) abrégé; figures 1-6	3
A	---	
A	US 6 006 127 A (VAN DER BRUG ET AL.) 21 décembre 1999 (1999-12-21) le document en entier	1,2,5
A	---	
A	US 6 074 394 A (KRAUSE) 13 juin 2000 (2000-06-13) le document en entier	1
	---	
	-/-	

 Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

## \* Catégories spéciales de documents cités:

- "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- "&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

7 novembre 2003

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

17/11/2003

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale  
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Hunt, B

## C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	US 5 836 954 A (HEILBRUN ET AL.) 17 novembre 1998 (1998-11-17) le document en entier -----	1

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication		Membre(s) de la famille de brevet(s)		Date de publication
US 6285902	B1	04-09-2001	AU EP WO US	3857900 A 1158891 A2 0047103 A2 2001036245 A1		29-08-2000 05-12-2001 17-08-2000 01-11-2001
WO 0048507	A	24-08-2000	AU EP WO	3357400 A 1156740 A1 0048507 A1		04-09-2000 28-11-2001 24-08-2000
US 6006127	A	21-12-1999	EP JP	0975272 A2 2000510028 T		02-02-2000 08-08-2000
US 6074394	A	13-06-2000	US AU AU EP JP WO	6503249 B1 739401 B2 6048398 A 0961589 A1 2002513305 T 9832387 A1		07-01-2003 11-10-2001 18-08-1998 08-12-1999 08-05-2002 30-07-1998
US 5836954	A	17-11-1998	US US US US US	5603318 A 5389101 A 6165181 A 6146390 A 2001039421 A1		18-02-1997 14-02-1995 26-12-2000 14-11-2000 08-11-2001